

LASER RADIATING DEVICE

Publication number: JP11276606

Publication date: 1999-10-12

Inventor: IWAHASHI SHIGENOBU; ARIURA SHIGEKI; MAKI SHIN

Applicant: TERUMO CORP

Classification:

- international: **A61B18/20; A61N5/06; A61B18/20; A61N5/06; (IPC1-7): A61N5/06; A61B17/36**

- European:

Application number: JP19980103909 19980331

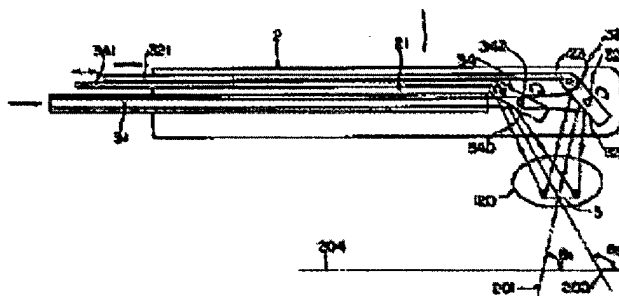
Priority number(s): JP19980103909 19980331

[Report a data error here](#)

Abstract of JP11276606

PROBLEM TO BE SOLVED: To effectively irradiate the diseased part located at a deep part with laser beams while easily and surely preventing the damage of normal tissues.

SOLUTION: A laser radiating device 1 is a side radiation type laser radiating device for irradiating the viable tissue with the laser beams having deep living body reachable property and has a long sheath 2, optical fiber 31 installed in a working lumen 21 of the sheath 2, a reflector 32, a beam splitter 34 and rod-shaped guide members 321 and 341. The reflector 32 and the beam splitter 34 are installed so as to freely turn. When the reflector 32 and the beam splitter 34 are turned by moving the guide members 321 and 341, the emission direction of laser beams emitted from them is changed and the position concentrating (converging) the laser beams, namely, a target position 5 is moved.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-276606

(43)公開日 平成11年(1999)10月12日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 N 5/06

A 6 1 N 5/06

E

A 6 1 B 17/36

3 5 0

A 6 1 B 17/36

3 5 0

審査請求 未請求 請求項の数15 F D (全 20 頁)

(21)出願番号 特願平10-103909

(22)出願日 平成10年(1998)3月31日

(71)出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72)発明者 岩橋 茂信

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72)発明者 有浦 茂樹

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72)発明者 牧 伸

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

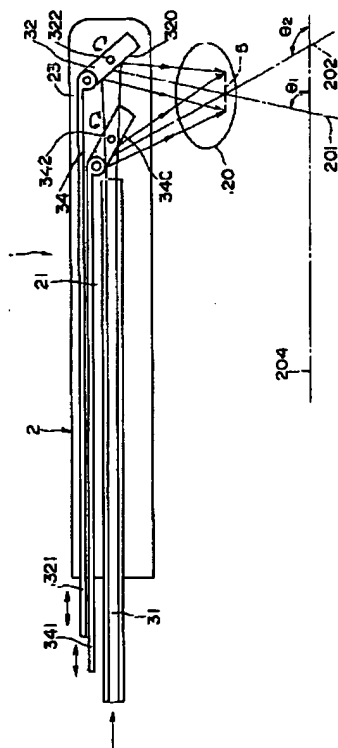
(74)代理人 弁理士 増田 達哉

(54)【発明の名称】 レーザ照射装置

(57)【要約】

【課題】容易かつ確実に、正常組織の損傷を防止しつつ、深部に位置する病変部にレーザ光を効果的に照射し得る側射式のレーザ照射装置を提供する。

【解決手段】レーザ照射装置1は、生体深達性を有するレーザ光を生体組織に照射する側射式のレーザ照射装置であり、長尺状のシース2と、シース2のワーキングルーメン21内に設置された光ファイバー31と、反射鏡32と、ビームスプリッタ34と、棒状のガイド部材321および341とを有している。反射鏡32およびビームスプリッタ34は、回動自在に設置されている。ガイド部材321および341を移動させて、反射鏡32およびビームスプリッタ34を回動させると、それらから出射されるレーザ光の出射方向が変更され、前記レーザ光が集中(集光)する位置、すなわち目的位置5が移動する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体深達性を有するレーザー光を生体組織に照射する側射式のレーザー照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され、前記レーザー光を導く少なくとも1つの導光部材と、前記導光部材により導かれたレーザー光を目的位置に異なる経路を経て集めるように側方または斜方に向けて出射する複数の出射部を備えた出射手段と、前記出射部のうちの少なくとも1つの出射部からのレーザー光の出射方向を変更する出射方向変更手段とを有し、前記出射方向変更手段による前記レーザー光の出射方向の変更により、前記目的位置を移動するよう構成されていることを特徴とするレーザー照射装置。

【請求項2】 生体深達性を有するレーザー光を生体組織に照射する側射式のレーザー照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され、前記レーザー光を導く複数の導光部材と、前記各導光部材の先端側に設けられ、前記各導光部材により導かれたレーザー光を目的位置に異なる経路を経て集めるように側方または斜方に向けて出射する複数の出射部を備えた出射手段と、前記出射部のうちの少なくとも1つの出射部からのレーザー光の出射方向を変更する出射方向変更手段とを有し、前記出射方向変更手段による前記レーザー光の出射方向の変更により、前記目的位置を移動するよう構成されていることを特徴とするレーザー照射装置。

【請求項3】 生体深達性を有するレーザー光を生体組織に照射する側射式のレーザー照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され、前記レーザー光を導く導光部材と、前記導光部材により導かれたレーザー光を複数の分割し、分割された各レーザー光を目的位置に異なる経路を経て集めるように側方または斜方に向けて出射する複数の出射部を備えた出射手段と、前記出射部のうちの少なくとも1つの出射部からのレーザー光の出射方向を変更する出射方向変更手段とを有し、前記出射方向変更手段による前記レーザー光の出射方向の変更により、前記目的位置を移動するよう構成されていることを特徴とするレーザー照射装置。

【請求項4】 前記出射部のうちの少なくとも1つは、レーザー光の一部を反射し、残部を透過する機能を有する光学素子である請求項3に記載のレーザー照射装置。

【請求項5】 前記各出射部は、前記本体の軸線に対して平行な方向に位置している請求項3または4に記載のレーザー照射装置。

【請求項6】 前記出射方向変更手段による前記レーザー光の出射方向の変更により、少なくとも前記本体の軸線に対して垂直な方向に前記目的位置を移動するよう構成

されている請求項1ないし5のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項7】 前記出射方向変更手段は、前記各出射部からのレーザー光の出射方向を変更し得るように構成されている請求項1ないし6のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項8】 前記出射方向変更手段は、前記本体の軸線に対する前記レーザー光の角度を変更するものである請求項1ないし7のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項9】 前記各出射部からのレーザー光の光量がほぼ等しくなるように構成されている請求項1ないし8のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項10】 レーザ光の光路の途中に、該レーザー光を平行光または収束光にする光学系を有する請求項1ないし9のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項11】 前記出射部は、該出射部に入射したレーザー光の少なくとも一部を反射する反射面を有し、前記出射方向変更手段による前記反射面の回動により該反射面からのレーザー光の出射方向を変更するよう構成され、前記出射方向変更手段は、前記反射面の回動を生じさせる操作部材を有している請求項1ないし10のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項12】 前記目的位置に対応する目盛りが設けられている請求項1ないし11のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項13】 前記本体は、内視鏡を挿入するルーメンを有する請求項1ないし12のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項14】 先端部に、拡張・収縮するバルーンを有する請求項1ないし13のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項15】 前記本体の表面に親水性高分子材料を含む表面層を有する請求項1ないし14のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、血管、尿道、腹腔等の生体内管腔に挿入し、生体深達性を有するレーザー光を生体組織に照射する側射式のレーザー照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】体腔を利用し、または小切開を施して生体内管腔に長尺状のレーザー照射装置を挿入して、種々のエネルギー密度のレーザー光を病変部へ照射することで変性、壊死、凝固、焼灼、切開または蒸散させて治療する技術が知られている。

【0003】

一般にこれらの技術は、生体組織の表層部またはその近傍に位置する病変部に直接レーザー光を照射するものであるが、生体組織の深部に位置する病変部（病変深部）の治療を目的としてその病変深部へレーザ

光を照射する技術も知られている。

【0004】しかしながら、病変深部を十分な温度に加熱するためには、比較的高い出力のレーザ光を照射する必要があるため、表層部を損傷させてしまうことがある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】前述した問題を解決するには、例えば、レーザ照射装置の先端部に、各出射部からのレーザ光の照射範囲が病変深部で重なるようにレーザ光を出射する複数の出射部を設けることが考えられる。この場合には、異なる位置に設けられた各出射部からのレーザ光が病変深部に集まるので、ある程度は、表層部の損傷を低減しつつ、病変深部を十分な温度に加熱することが可能である。

【0006】しかしながら、このような構成のレーザ照射装置では、各出射部からのレーザ光の集まる位置（集光位置）の深さを調節することができない。このため、病変部全体を一樣に加熱することができず、局所的に加熱過剰や加熱不足が生じる。このようなレーザ照射では、疼痛や合併症が生じ、満足できる治療効果を得ることができず、また、再発し易い等の問題がある。

【0007】また、前述したレーザ照射装置では、集光位置の深さが一定値に固定されているので、集光位置の深さを目的の深さに変えるためには、レーザ照射装置（レーザプローブ）を予め集光位置の深さが目的の深さに設定されているものに交換する必要がある。このため、集光位置の深さを段階的にしか変えることができず、また、操作が煩雑である。また、レーザ照射装置を交換する場合には、患者の負担が大きという欠点がある。

【0008】本発明は、以上の点に鑑みてなされたものであり、その目的は、容易かつ確実に、正常組織（特に表層部の正常組織）の損傷を防止しつつ、照射目的部（特に深部に位置する照射目的部）にレーザ光を効果的に照射し得る側射式のレーザ照射装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】このような目的は、下記（1）～（18）の本発明により達成される。

【0010】（1） 生体深達性を有するレーザ光を生体組織に照射する側射式のレーザ照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され、前記レーザ光を導く少なくとも1つの導光部材と、前記導光部材により導かれたレーザ光を目的位置に異なる経路を経て集めるように側方または斜方に向けて出射する複数の出射部を備えた出射手段と、前記出射部のうちの少なくとも1つの出射部からのレーザ光の出射方向を変更する出射方向変更手段とを有し、前記出射方向変更手段による前記レーザ光の出射方向の変更により、前記目的位置を移動するよう構成されていることを特徴とするレーザ照射装置。

【0011】（2） 生体深達性を有するレーザ光を生体組織に照射する側射式のレーザ照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され、前記レーザ光を導く複数の導光部材と、前記各導光部材の先端側に設けられ、前記各導光部材により導かれたレーザ光を目的位置に異なる経路を経て集めるように側方または斜方に向けて出射する複数の出射部を備えた出射手段と、前記出射部のうちの少なくとも1つの出射部からのレーザ光の出射方向を変更する出射方向変更手段とを有し、前記出射方向変更手段による前記レーザ光の出射方向の変更により、前記目的位置を移動するよう構成されていることを特徴とするレーザ照射装置。

【0012】（3） 生体深達性を有するレーザ光を生体組織に照射する側射式のレーザ照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され、前記レーザ光を導く導光部材と、前記導光部材により導かれたレーザ光を複数の分割し、分割された各レーザ光を目的位置に異なる経路を経て集めるように側方または斜方に向けて出射する複数の出射部を備えた出射手段と、前記出射部のうちの少なくとも1つの出射部からのレーザ光の出射方向を変更する出射方向変更手段とを有し、前記出射方向変更手段による前記レーザ光の出射方向の変更により、前記目的位置を移動するよう構成されていることを特徴とするレーザ照射装置。

【0013】（4） 前記出射部のうちの少なくとも1つは、レーザ光の一部を反射し、残部を透過する機能を有する光学素子である上記（3）に記載のレーザ照射装置。

【0014】（5） 前記各出射部は、前記本体の軸線に対して平行な方向に位置している上記（3）または（4）に記載のレーザ照射装置。

【0015】（6） 前記出射方向変更手段による前記レーザ光の出射方向の変更により、少なくとも前記本体の軸線に対して垂直な方向に前記目的位置を移動するよう構成されている上記（1）ないし（5）のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0016】（7） 前記出射方向変更手段は、前記各出射部からのレーザ光の出射方向を変更し得るよう構成されている上記（1）ないし（6）のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0017】（8） 前記出射方向変更手段は、前記本体の軸線に対する前記レーザ光の角度を変更するものである上記（1）ないし（7）のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0018】（9） 前記各出射部からのレーザ光の光量がほぼ等しくなるよう構成されている上記（1）ないし（8）のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0019】（10） レーザ光の光路の途中に、該レーザ光を平行光または収束光にする光学系を有する上記（1）ないし（9）のいずれかに記載のレーザ照射装置。

置。

【0020】(11) 前記出射部は、該出射部に入射したレーザ光の少なくとも一部を反射する反射面を有し、前記出射方向変更手段による前記反射面の回動により該反射面からのレーザ光の出射方向を変更するよう構成され、前記出射方向変更手段は、前記反射面の回動を生じさせる操作部材を有している上記(1)ないし(10)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0021】(12) 前記目的位置に対応する目盛りが設けられている上記(1)ないし(11)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0022】(13) 前記本体は、内視鏡を挿入するルーメンを有する上記(1)ないし(12)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0023】(14) 先端部に、拡張・収縮するバルーンを有する上記(1)ないし(13)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0024】(15) 前記バルーンを拡張するための作動流体を供給および排出する流路を有する上記(14)に記載のレーザ照射装置。

【0025】(16) 前記作動流体は、冷却液である上記(15)に記載のレーザ照射装置。

【0026】(17) 前記本体の表面に親水性高分子材料を含む表面層を有する上記(1)ないし(16)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0027】(18) 前記レーザ光の波長は、800～1300nmである上記(1)ないし(17)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、本発明のレーザ照射装置を添付図面に示す好適実施例に基づいて詳細に説明する。

【0029】図1は、本発明のレーザ照射装置の第1実施例を示す断面図、図2は、図1に示すレーザ照射装置の正面図、図3は、図1に示すレーザ照射装置を体腔内に挿入した状態を示す側面図である。なお、説明の都合上、図1および図3中右側を「先端」、左側を「基端」とする。

【0030】これらの図に示すレーザ照射装置1は、生体深達性を有するレーザ光を生体組織100に照射する側射式のレーザ照射装置であり、レーザ光の出射方向（照射方向）を変更する出射方向変更手段を有している。

【0031】図1～図3に示すように、レーザ照射装置1は、ワーキングルーメン（中空部）21が形成されている長尺状のシース（本体）2と、このシース2のワーキングルーメン21内に設置された光ファイバー（導光部材）31と、反射鏡（出射部）32と、ビームスプリッタ（出射部）34と、棒状のガイド部材321および341とを有している。

【0032】前記ワーキングルーメン21は、シース2

の軸線と平行に形成され、シース2の基端側に開放している。

【0033】また、シース2の少なくとも先端部23の図1中下側の部分は、光透過性を有している。

【0034】この場合、例えば、シース2の先端部23の図1中下側の部分に光透過性を有する窓部を形成してもよいし、また、シース2全体が光透過性を有していてもよい。また、シース2の先端部23の図1中下側の部分に開口を設けてもよい。

【0035】光ファイバー31は、シース2のほぼ中心に、シース2の軸線と平行に設置されている。

【0036】この光ファイバー31の基端部は、シース2の基端から突出し、先端部は、シース2の先端部の近傍に位置している。そして、光ファイバー31の基端側には、レーザ光を発生させる図示しないレーザ光発生装置が設けられている。

【0037】光ファイバー31は、コアと、コアを取り囲むようにコアの外周部に配置されたコアより屈折率の低いクラッドとで構成されている。

【0038】この光ファイバー31としては、レーザ光を導くことが可能なものであれば特に限定されず、例えば、コアが、石英を主成分とするものでもよく、多成分ガラスからなるものでもよく、アクリル等の樹脂からなるものでもよい。また、コアが1つの構成のものでもよく、クラッド内に複数のコアが配列された構成のものでもよい。また、複数の光ファイバーを束ねた光ファイバーバンドルでもよい。

【0039】ビームスプリッタ34は、光ファイバー31の先端側（先端部23）に位置し、軸342により、シース2に対して回動自在に支持されている。さらに、ビームスプリッタ34は、その端部において、ガイド部材341の先端部に回動自在に支持されている。

【0040】このガイド部材341は、シース2の長手方向（シース2の軸線に対して平行な方向）およびシース2の軸線に対して垂直な方向のそれぞれに移動可能に設置されている。そして、このガイド部材341の基端部は、シース2の基端から突出している。

【0041】また、反射鏡32は、ビームスプリッタ34の先端側（先端部23）に位置し、軸322により、シース2に対して回動自在に支持されている。さらに、反射鏡32は、その端部において、ガイド部材321の先端部に回動自在に支持されている。

【0042】このガイド部材321は、シース2の長手方向およびシース2の軸線に対して垂直な方向のそれぞれに移動可能に設置されている。そして、このガイド部材321の基端部は、シース2の基端から突出している。

【0043】前記反射鏡32とビームスプリッタ34は、シース2の長手方向、すなわち、シース2の軸線（光ファイバー31の軸線）に対して平行な直線上に位

置している。そして、反射鏡32を支持する軸322とビームスプリッタ34を支持する軸342は、平行に配置されている。

【0044】図1に示す状態では、ビームスプリッタ34から出射するレーザ光、すなわちビームスプリッタ34の分割面(反射率は任意)340で反射したレーザ光は、図1中下側より先端側に傾斜した方向(先端側斜方)に出射し、反射鏡32から出射するレーザ光、すなわち反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光は、図1中下側より基端側に傾斜した方向(基端側斜方)に出射する。

【0045】従って、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光と、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光は、図1中下側の所定の位置で重なる(集まる)。以下、前記レーザ光が重なる(集まる)位置を「目的位置」という。

【0046】このレーザ照射装置1では、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光の光軸201とシース2の軸線に平行な直線204とのなす角を θ_1 、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光の光軸202と直線204とのなす角を θ_2 としたとき、 $\theta_1 < \theta_2$ の条件を満たすように、ガイド部材321やガイド部材341を操作して、反射鏡32の反射面320やビームスプリッタ34の分割面340の角度、すなわち、レーザ光の出射方向(照射方向)を変更することにより、目的位置(集光位置)5を任意の方向に移動させることができる。なお、これについては、後に詳述する。

【0047】前記ビームスプリッタ34の反射率(分割面340の反射率)は、特に限定されないが、1/2とするのが好ましい。

【0048】ビームスプリッタ34の反射率を1/2に設定することにより、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光の光量(強度)が等しくなる。これにより、生体組織100の表層部101の温度をより低くすることができるので、患者に対する安全性が高い。

【0049】使用されるレーザ光は、生体深達性を有するものであれば特に限定されないが、波長が800~1300nm程度のものが好ましい。波長が800~1300nm程度のレーザ光は、特に生体深達性に優れるので、レーザ光を生体組織100に照射したときに、その表層部101でのエネルギーの吸収が少なく、このため、より効果的に生体組織100の深部に位置する照射目的部(病変部)120にレーザ光を照射することができる。

【0050】なお、前記波長のレーザ光を発生させるレーザ光発生装置としては、例えば、He-Neレーザ等の気体レーザ、Nd-YAGレーザ等の固体レーザ、GaAlAsレーザ等の半導体レーザ等が挙げられる。

【0051】レーザ照射装置1の挿入部の外径(直

径)、すなわち、シース2の外径は、体腔110内に挿入可能であれば特に限定されないが、例えば、2~20mm程度が好ましく、3~8mm程度がより好ましい。

【0052】また、シース2の構成材料としては、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン等のポリオレフィン、エチレン-酢酸ビニル共重合体(EVA)、ポリ塩化ビニル、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート等のポリエステル、ポリアミド、ポリウレタン、ポリスチレン、フッ素樹脂等、これらのうちの1種を含むポリマーアロイ、またはこれらのうちの2以上を組み合わせたものが挙げられる。

【0053】なお、このレーザ照射装置1では、反射鏡32およびビームスプリッタ34により、出射手段が構成される。

【0054】次に、前述したレーザ照射装置1の作用を説明する。まず、図3に示すように、レーザ照射装置1の挿入部、すなわちシース2を先端部23から体腔110内に挿入し、その先端部23を照射目的部120の図3中上側またはその近傍に位置させる。

【0055】次いで、目的位置(集光位置)5が照射目的部120の中の所望の位置に位置するように調節(設定)する。

【0056】シース2の軸線に対して垂直な方向(図1および図3中上下方向)における目的位置5の位置の調節においては、反射鏡32およびビームスプリッタ34のうちのいずれか一方または両方を所定方向に回転させて、レーザ光の出射方向、すなわち、 θ_1 および θ_2 のうちのいずれか一方または両方を調節する。

【0057】この場合、 θ_1 を増大または θ_2 を減少させると、目的位置5は、シース2から離間する方向(図1および図3中下側)に移動する。

【0058】逆に、 θ_1 を減少または θ_2 を増大させると、目的位置5は、シース2に接近する方向(図1および図3中上側)に移動する。

【0059】また、シース2の長手方向における目的位置5の位置の調節においては、レーザ照射装置1全体を所定方向(シース2の長手方向)に移動させるか、または、反射鏡32およびビームスプリッタ34をそれぞれ所定方向に回転させて、レーザ光の出射方向、すなわち、 θ_1 および θ_2 のそれぞれを調節する。

【0060】反射鏡32およびビームスプリッタ34を回転させることにより、シース2の長手方向における目的位置5の位置の調節を行う場合には、シース2を移動させなくてよいので、患者の負担を軽減することができる、また、操作も容易である。

【0061】また、シース2の周方向における目的位置5の位置の調節においては、レーザ照射装置1全体を図2中時計回りまたは反時計回りに回転させる。

【0062】なお、前述したシース2の軸線に対して垂直な方向、シース2の長手方向およびシース2の周方向

における目的位置5の位置の調節は、それぞれ、必要に応じて行えばよい。

【0063】次いで、図示しないレーザ光発生装置を作動させ、レーザ光を光ファイバー31の各基端部からそれぞれ入射させる。

【0064】図1に示すように、光ファイバー31の基端部から入射したレーザ光は、光ファイバー31により基端部から先端部へ導かれ、その一部は、ビームスプリッタ34の分割面340で反射し、残部は、前記分割面340を透過する（反射光と透過光とに分割される）。前記ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光は、目的位置5に照射される。

【0065】また、前記ビームスプリッタ34の分割面340を透過したレーザ光は、反射鏡32の反射面320で反射し、その反射光は、目的位置5に照射される。

【0066】すなわち、光ファイバー31により導かれたレーザ光は、ビームスプリッタ34で2つに分割され、これらの分割レーザ光（反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光）は、異なる経路を経て図1中下側の目的位置5に集まる（集光する）。

【0067】図3に示すように、生体組織100のうちの目的位置5およびその近傍の部位（領域）は、照射されたレーザ光により、所望の温度に加熱される。

【0068】一方、照射目的部120の図3中上側の部位（例えば、生体組織100の表層部101）および下側の部位では、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光とが重なっていないので、その温度は、それぞれ、比較的低い温度に保持される。

【0069】次いで、目的位置5を移動させて（目的位置5を連続的に変えて）、照射目的部120全体を所望の温度に加熱する。

【0070】図4、図5および図6は、図1に示すレーザ照射装置の先端部およびその近傍を示す断面図である。なお、説明の都合上、図4～図6中右側を「先端」、左側を「基端」とする。

【0071】目的位置5をシース2の軸線に対して垂直な方向（図1および図3中上下方向）に移動させる場合には、前述したように、反射鏡32およびビームスプリッタ34のうちのいずれか一方または両方を所定方向に回転させて、レーザ光の出射方向、すなわち、 θ_1 および θ_2 のうちのいずれか一方または両方を変更する。

【0072】例えば、図4に示す状態で、ガイド部材321を図4中左側に移動させると、反射鏡32が図4中反時計回りに回転し、反射鏡32からのレーザ光の出射方向、すなわち、シース2の軸線に対する反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光の光軸201の角度が変更される。この場合、図5に示すように、レーザ光の光軸201とシース2の軸線に平行な直線204とのな

す角 θ_1 が大きくなる。

【0073】そして、ガイド部材341を図4中右側に移動させると、ビームスプリッタ34が図4中時計回りに回転し、ビームスプリッタ34からのレーザ光の出射方向、すなわち、シース2の軸線に対するビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光の光軸202の角度が変更される。この場合、図5に示すように、レーザ光の光軸202と直線204とのなす角 θ_2 が小さくなる。従って、目的位置5は、図4中下側に移動し、図5に示すようになる。

【0074】逆に、目的位置5を図5中上側に移動させる場合には、ガイド部材321を図5中右側に移動させ、反射鏡32を図5中時計回りに回転させる。そして、ガイド部材341を図5中左側に移動させ、ビームスプリッタ34を図5中反時計回りに回転させる。

【0075】これにより、 θ_1 が小さくなり、 θ_2 が大きくなって、目的位置5は、図5中上側に移動する。

【0076】なお、目的位置5をシース2の軸線に対して垂直な方向に移動させる場合、 θ_1 および θ_2 のうちのいずれか一方を90°に設定し、他方を変更することにより（反射鏡32からのレーザ光およびビームスプリッタ34からのレーザ光のうちのいずれか一方の出射方向を側方とし、他方の出射方向を変更することにより）、目的位置5をシース2の長手方向に移動させることなく、シース2の軸線に対して垂直な方向のみに移動させることができる。

【0077】また、目的位置5をシース2の長手方向に移動させる場合には、前述したように、レーザ照射装置1全体を所定方向（シース2の長手方向）に移動させるか、または、反射鏡32およびビームスプリッタ34をそれぞれ所定方向に回転させて、レーザ光の出射方向、すなわち、 θ_1 および θ_2 のそれぞれを変更する。この場合、前述した理由と同様の理由で、反射鏡32およびビームスプリッタ34を回転させることにより、目的位置5をシース2の長手方向に移動させるのが好ましい。

【0078】例えば、図4に示す状態で、ガイド部材321を図4中左側に移動させると、反射鏡32が図4中反時計回りに回転し、反射鏡32からのレーザ光の出射方向、すなわち、シース2の軸線に対する反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光の光軸201の角度が変更される。この場合、図6に示すように、レーザ光の光軸201と直線204とのなす角 θ_1 が大きくなる。

【0079】同様に、ガイド部材341を図4中左側に移動させると、ビームスプリッタ34が図4中反時計回りに回転し、ビームスプリッタ34からのレーザ光の出射方向、すなわち、シース2の軸線に対するビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光の光軸202の角度が変更される。この場合、図6に示すように、レーザ光の光軸202と直線204とのなす角 θ_2 が大きくなる。従って、目的位置5は、図4中右側に移

動し、図6に示すようになる。

【0080】逆に、目的位置5を図6中左側に移動させる場合には、ガイド部材321および341をそれぞれ図6中右側に移動させ、反射鏡32およびビームスプリッタ34をそれぞれ図6中時計回りに回転させる。

【0081】これにより、 θ_1 および θ_2 がそれぞれ小さくなって、目的位置5は、図6中左側に移動する。

【0082】また、目的位置5をシース2の周方向に移動させる場合には、前述したように、レーザ照射装置1全体を図2中時計回りまたは反時計回りに回転させる。

【0083】例えば、図7に示すように、シース2の軸線を中心としてレーザ照射装置1全体を1回転以上回転させると、環状の照射目的部120全体を所望の温度に加熱することができる。

【0084】なお、前述したシース2の軸線に対して垂直な方向、シース2の長手方向およびシース2の周方向への目的位置5の移動は、それぞれ、必要に応じて行えばよい。

【0085】照射目的部120へのレーザ光の照射が終了した後、レーザ照射装置1全体を図3中左側に移動させて体腔110内から引き抜く。

【0086】以上説明したように、このレーザ照射装置1によれば、照射目的部120にレーザ光を照射する際、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光が、異なる経路を経て目的位置5に集中（集光）するので、照射目的部120以外の部位（正常組織）の温度は、比較的低い温度に保持される（照射目的部120以外の部位を温存することができる）。これにより、照射目的部120以外の部位の損傷を防止（低減）することができ、特に、照射目的部120が深部に位置する場合でも表層部101の損傷を防止することができるので、患者に対する安全性が高い。

【0087】そして、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光およびビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光は、目的位置5に集中するので、目的位置5およびその近傍においてレーザ光のエネルギー密度が高まり、これにより照射目的部120を所望の温度に加熱することができる。

【0088】また、このレーザ照射装置1では、目的位置5を任意の方向に移動させることができ、特に、目的位置5をシース2の軸線に対して垂直な方向に移動させることができるので、容易かつ確実に、任意の位置に位置する照射目的部120や、任意の形状、任意の寸法の照射目的部120に対して、その照射目的部120全体を均一に所望の温度に加熱することができる（局所的に加熱過剰や加熱不足が生じるのを防止することができる）。

【0089】また、このレーザ照射装置1では、反射鏡32およびビームスプリッタ34のうちのいずれか一方

または両方を回転させることにより、目的位置5をシース2の軸線に対して垂直な方向に移動させることができるので、目的位置5の深さを変えるためにレーザ照射装置を交換する必要がある。このため、操作が容易であり、また、患者の負担を軽減することができる。

【0090】また、このレーザ照射装置1では、反射鏡32およびビームスプリッタ34を回転させることにより、シース2を移動させることなく目的位置5をシース2の長手方向に移動させることができるので、体腔110が比較的狭い等の理由からレーザ照射装置1の挿入部を途中までしか挿入することができない場合でも、照射目的部120にレーザ光を照射して、その照射目的部120を所望の温度に加熱することができる。

【0091】また、このレーザ照射装置1では、反射鏡32およびビームスプリッタ34を回転させることにより、反射鏡32およびビームスプリッタ34からのレーザ光の射出方向、すなわち、角 θ_1 および θ_2 を変更することができるので、レーザ光の透過が困難な部位や、比較的低いエネルギー密度のレーザ光の照射でも合併症が生じ易い部位を避けて照射目的部120にレーザ光を照射することができる。

【0092】また、このレーザ照射装置1では、単一の光ファイバー31を用い、その光ファイバー31により導かれたレーザ光を複数に分割し、分割された各レーザ光を射出するよう構成されているので、レーザ照射装置1の挿入部（シース2）を細径化することができる。これにより、レーザ照射装置1の挿通性が向上し、レーザ照射装置1の挿入および引き抜き時の疼痛や擦過傷等の患者の負担を低減することができる。

【0093】なお、本発明では、出射手段（反射鏡32、ビームスプリッタ34）から射出されるレーザ光は、発散光、平行光および収束光のいずれであってもよいが、これらのうち、平行光または収束光が好ましい。

【0094】出射手段から射出されるレーザ光が平行光または収束光の場合には、目的位置5にレーザ光をより集中させることができ、目的位置5およびその近傍におけるレーザ光のエネルギー密度をより高めることができる。換言すれば、平行光または収束光の場合には、目的位置5に照射されるレーザ光のエネルギー密度が同一のときは、発散光の場合に比べ、表層部101に照射されるレーザ光のエネルギー密度を低くすることができるので、表層部101の損傷をより確実に防止することができる。

【0095】また、出射手段から射出されるレーザ光が収束光の場合には、そのレーザ光が目的位置5に収束、すなわち、レーザ光が収束する位置（レーザ光の光軸に垂直な面へのスポット光の面積が最小となる位置）と目的位置5とが一致するよう構成されているのが好ましい。

【0096】レーザ光を目的位置5に収束させることに

より、目的位置5およびその近傍におけるレーザ光のエネルギー密度をさらに高めることができる。

【0097】出射手段から出射されるレーザ光が平行光または収束光となるようにするには、レーザ光の光路の途中に、レーザ光を平行光または収束光にする光学系を設ける。

【0098】また、本発明では、反射鏡32およびビームスプリッタ34のうちのいずれか一方のみが回転自在に設置されていてもよい。この場合も反射鏡32およびビームスプリッタ34のうちの一方を所定方向に回転させて、レーザ光の出射方向(θ_1 または θ_2) を変更することにより、目的位置5をシース2の軸線に対して垂直な方向に移動させることができる。

【0099】また、本発明では、各出射部からのレーザ光の光量は、等しくてもよく、また、異なってもよいが、特に各出射部からのレーザ光の光量が等しくなるように構成されているのが好ましい。各出射部からのレーザ光の光量を等しくすることにより、各出射部からのレーザ光の光量の合計値が同一の場合、表層部の温度をより低くすることができるので、患者に対する安全性が高い。

【0100】また、本発明では、出射手段の出射部の数は、2つに限らず、3つ以上であってもよい。

【0101】この場合、出射部の数が多すぎると構造が複雑になるので、出射部の数は、2~6程度が好ましく、2~4程度がより好ましい。

【0102】次に、本発明のレーザ照射装置の第2実施例を説明する。図8は、本発明のレーザ照射装置の第2実施例を示す断面図である。なお、説明の都合上、図8中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第1実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0103】同図に示すように、このレーザ照射装置1では、シース2のワーキングルーメン21内に、光ファイバー(導光部材)31および41と、反射鏡(出射部)32および35と、棒状のガイド部材321および341とが設置されている。

【0104】光ファイバー41は、光ファイバー31の図8中上側に位置している。そして、光ファイバー41の先端部は、光ファイバー31の先端部より先端側(図8中右側)に位置している。

【0105】反射鏡35は、光ファイバー31の先端側(先端部23)に位置し、軸352により、シース2に対して回転自在に支持されている。さらに、反射鏡35は、その端部において、ガイド部材341の先端部に回転自在に支持されている。

【0106】また、反射鏡32は、光ファイバー41の先端側(先端部23)に位置し、軸322により、シース2に対して回転自在に支持されている。さらに、反射鏡32は、その端部において、ガイド部材321の先端

部に回転自在に支持されている。

【0107】そして、反射鏡32を支持する軸322と反射鏡35を支持する軸352は、平行に配置されている。

【0108】次に、このレーザ照射装置1の作用を説明する。光ファイバー31の基端部から入射したレーザ光は、光ファイバー31により基端部から先端部へ導かれ、反射鏡35の反射面350で反射し、その反射光は、目的位置5に照射される。

【0109】同様に、光ファイバー41の基端部から入射したレーザ光は、光ファイバー41により基端部から先端部へ導かれ、反射鏡32の反射面320で反射し、その反射光は、目的位置5に照射される。

【0110】すなわち、反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、反射鏡35の反射面350で反射したレーザ光は、異なる経路を経て目的位置5に集光する。

【0111】このレーザ照射装置1でも前述した第1実施例のレーザ照射装置1と同様の効果が得られる。

【0112】次に、本発明のレーザ照射装置の第3実施例を説明する。図9は、本発明のレーザ照射装置の第3実施例を示す断面図である。なお、説明の都合上、図9中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第1実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0113】同図に示すように、このレーザ照射装置1では、光ファイバー31の先端部とビームスプリッタ34との間に、コリメートレンズ36が設置されている。

【0114】次に、このレーザ照射装置1の作用を説明する。光ファイバー31の基端部から入射したレーザ光は、光ファイバー31により基端部から先端部へ導かれ、コリメートレンズ36で平行光とされ、その一部は、ビームスプリッタ34の分割面340で反射し、残部は、前記分割面340を透過する(反射光と透過光とに分割される)。前記ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光は、目的位置5に照射される。

【0115】また、前記ビームスプリッタ34の分割面340を透過したレーザ光(平行光)は、反射鏡32の反射面320で反射し、その反射光は、目的位置5に照射される。

【0116】すなわち、光ファイバー31により導かれたレーザ光は、コリメートレンズ36で平行光とされた後、ビームスプリッタ34で2つに分割され、これらの分割レーザ光(反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光)は、異なる経路を経て目的位置5に集光する。

【0117】このレーザ照射装置1でも前述した第1実施例のレーザ照射装置1と同様の効果が得られる。

【0118】そして、このレーザ照射装置1では、平行

光を照射するので、拡散光を照射する場合に比べ、目的位置5にレーザ光をより集中させることができ、目的位置5およびその近傍におけるレーザ光のエネルギー密度をより高めることができる。換言すれば、目的位置5に照射されるレーザ光のエネルギー密度が同一のときは、発散光の場合に比べ、表層部に照射されるレーザ光のエネルギー密度を低くすることができるので、表層部の損傷をより確実に防止することができる。

【0119】なお、本発明では、コリメートレンズ36の位置は、光ファイバー31の先端部とビームスプリッタ34との間に限らない。すなわち、コリメートレンズ36は、レーザ光の光路の途中に位置していればよい。

【0120】次に、本発明のレーザ照射装置の第4実施例を説明する。図10は、本発明のレーザ照射装置の第4実施例を示す断面図、図11は、図10に示すレーザ照射装置の側面図である。なお、説明の都合上、図10および図11中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第3実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0121】これらの図に示すように、このレーザ照射装置1では、ガイド部材321には、そのガイド部材321を移動操作して反射鏡32を回動させるレバー（操作部材）6aが設けられている。

【0122】また、ガイド部材341には、そのガイド部材341を移動操作してビームスプリッタ34を回動させるレバー（操作部材）6bが設けられている。

【0123】レバー6aは、頭部61と、この頭部61より細い軸部63とで構成されている。また、頭部61には、直線状の指標62が設けられている。

【0124】同様に、レバー6bは、頭部61と、この頭部61より細い軸部63とで構成されている。また、頭部61には、直線状の指標62が設けられている。

【0125】また、シース2の基端側には、前記レバー6aおよび6bをそれぞれ案内する長孔（案内溝）24が形成されている。

【0126】この長孔24は、シース2の軸線と平行に形成されており、ワーキングルーメン21に連通している。

【0127】また、この長孔24の幅（図11中上下方向の長さ）は、レバー6aおよび6bの軸部63の外径（直径）より大きく、かつ頭部61より小さく設定されている。

【0128】この長孔24には、前記レバー6aおよび6bの軸部63がそれぞれ挿入され、レバー6aおよび6bの頭部61は、それぞれシース2の外周側に位置している。

【0129】また、シース2の外周面の長孔24の近傍（長孔24の図11中下側）には、シース2の軸線と平行、すなわち、長孔24と平行に目盛り25が設けられている。

【0130】この目盛り25は、角 θ_1 および θ_2 、すなわち、目的位置5の位置に対応している。

【0131】従って、レバー6aの指標62と一致する目盛り25の値と、レバー6bの指標62と一致する目盛り25の値を読み取れば、これらの値から、目的位置5の位置を把握することができ、特に、シース2の軸線に対して垂直な方向における目的位置5とシース2の外周面（生体組織の表面）との間の距離、すなわち、目的位置5の深さを把握することができる。

【0132】次に、このレーザ照射装置1の作用を説明する。作業者が、レバー6aの頭部61を把持して、そのレバー6aを移動操作すると、レバー6aは、長孔24に沿って摺動し、これとともにガイド部材321がシース2の長手方向に移動して、反射鏡32が所定方向に回転する。すなわち、 θ_1 が変更される。

【0133】また、作業者が、レバー6bの頭部61を把持して、そのレバー6bを移動操作すると、レバー6bは、長孔24に沿って摺動し、これとともにガイド部材341がシース2の長手方向に移動して、ビームスプリッタ34が所定方向に回転する。すなわち、 θ_2 が変更される。

【0134】このレーザ照射装置1でも前述した第3実施例のレーザ照射装置1と同様の効果が得られる。

【0135】そして、このレーザ照射装置1では、レバー6aおよび6bが設けられているので、ガイド部材321および341の移動操作、すなわち、反射鏡32およびビームスプリッタ34の回動によるレーザ光の出射方向の変更を容易に行うことができる。

【0136】また、レバー6aの指標62と一致する目盛り25の値と、レバー6bの指標62と一致する目盛り25の値を読み取れば、これらの値から、目的位置5の位置（特に、目的位置5の深さ）を把握することができるので、容易かつ確実に、目的位置5を目標の位置に移動させることができる（特に、目的位置5の深さを目標の深さに変えることができる）。このため、容易かつ確実に、照射目的部120以外の部位の温度を比較的低い温度に保持しつつ、照射目的部120全体を均一に所望の温度に加熱することができる。

【0137】次に、本発明のレーザ照射装置の第5実施例を説明する。図12は、本発明のレーザ照射装置の第5実施例を示す断面図である。なお、説明の都合上、図12中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第4実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0138】同図に示すように、このレーザ照射装置1では、反射鏡32のレーザ光の出射側（図12中下側）に、収束レンズ（集光レンズ）37が設置されている。

【0139】また、ビームスプリッタ34のレーザ光の出射側（図12中下側）に、収束レンズ（集光レンズ）38が設置されている。

【0140】次に、このレーザ照射装置1の作用を説明する。光ファイバー31の基端部から入射したレーザ光は、光ファイバー31により基端部から先端部へ導かれ、コリメートレンズ36で平行光とされ、その一部は、ビームスプリッタ34の分割面340で反射し、残部は、前記分割面340を透過する（反射光と透過光とに分割される）。前記ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光は、収束レンズ38で収束光とされ、目的位置5に照射される。

【0141】また、前記ビームスプリッタ34の分割面340を透過したレーザ光（平行光）は、反射鏡32の反射面320で反射し、その反射光は、収束レンズ37で収束光とされ、目的位置5に照射される。

【0142】すなわち、光ファイバー31により導かれたレーザ光は、コリメートレンズ36で平行光とされた後、ビームスプリッタ34で2つに分割され、これらの分割レーザ光（反射鏡32の反射面320で反射したレーザ光と、ビームスプリッタ34の分割面340で反射したレーザ光）は、それぞれ、収束光とされ、異なる経路を経て目的位置5に集光する。

【0143】このレーザ照射装置1でも前述した第4実施例のレーザ照射装置1と同様の効果が得られる。

【0144】そして、このレーザ照射装置1では、収束光を照射するので、拡散光を照射する場合に比べ、目的位置5にレーザ光をより集中させることができ、目的位置5およびその近傍におけるレーザ光のエネルギー密度をより高めることができる。換言すれば、目的位置5に照射されるレーザ光のエネルギー密度が同一のときは、発散光の場合に比べ、表層部に照射されるレーザ光のエネルギー密度を低くすることができるので、表層部の損傷をより確実に防止することができる。

【0145】図13は、この第5実施例のレーザ照射装置1から照射されたレーザ光（収束光）と、図10に示す第4実施例のレーザ照射装置1から照射されたレーザ光（平行光）とを模式的に示す図である。

【0146】同図に示すように、このレーザ照射装置1から照射されたレーザ光301は、一旦収束した後、拡散する。従って、このレーザ照射装置1では、平行光302を照射する場合に比べ、図13に示す範囲303において、ビーム径が小さく、レーザ光のエネルギー密度が高い。

【0147】なお、本発明では、収束レンズ37の位置は、反射鏡32のレーザ光の出射側に限らない。すなわち、収束レンズ37は、レーザ光の光路の途中に位置していればよい。

【0148】同様に、本発明では、収束レンズ38の位置は、ビームスプリッタ34のレーザ光の出射側に限らない。すなわち、収束レンズ38は、レーザ光の光路の途中に位置していればよい。

【0149】また、本発明では、コリメートレンズ36

を省略し、収束レンズ37および38で発散光を収束光にするように構成してもよい。

【0150】次に、本発明のレーザ照射装置の第6実施例を説明する。図14は、本発明のレーザ照射装置の第6実施例を示す断面図である。なお、説明の都合上、図14中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第3実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0151】同図に示すように、このレーザ照射装置1では、シース2に、内視鏡8が着脱自在に挿入される内視鏡用ルーメン（中空部）22が形成されている。

【0152】内視鏡用ルーメン22は、光ファイバー31の図14中下側（レーザ光の出射側）に、シース2の軸線と平行に形成されている。

【0153】また、内視鏡用ルーメン22は、シース2の基端に開放し、かつ、ワーキングルーメン21に連通している。

【0154】次に、このレーザ照射装置1の作用を説明する。例えば、斜方視用の内視鏡8をその先端部81から内視鏡用ルーメン22に挿入し、内視鏡8の先端部81を内視鏡用ルーメン22から突出させて、シース2の先端部23、すなわち、ビームスプリッタ34の近傍に位置させる。

【0155】内視鏡8により、図14に示す観察範囲140を観察することができ、作業者は、前記内視鏡8により、例えば、レーザ光の照射位置、レーザ光の照射方向（レーザ光の出射方向）、レーザ光が照射された生体組織100の表面の状態等を観察する。

【0156】また、内視鏡8を回転させたり、また、シース2の長手方向に移動させることにより、観察範囲140を任意の方向に移動させることができる。

【0157】このレーザ照射装置1でも前述した第3実施例のレーザ照射装置1と同様の効果が得られる。

【0158】そして、このレーザ照射装置1では、内視鏡8により、観察範囲140を観察することができるので、照射目的部120に対応する生体組織100の表面における位置を目視で確認することができるとともに、レーザ光を照射したとき、そのレーザ光の照射位置や照射方向を目視で確認することができる。これにより、より確実に、照射目的部120にレーザ光を照射することができる。

【0159】また、レーザ光の照射中に、そのレーザ光が照射された生体組織100の表面の状態等を観察し、それに応じて、照射条件等を最適な条件に変更することができる。

【0160】なお、本発明では、内視鏡8がシース2に対して固定的に設置されていてもよい。また、本発明では、使用する内視鏡8の構造は、特に限定されない。

【0161】次に、本発明のレーザ照射装置の第7実施例を説明する。図15は、本発明のレーザ照射装置の第

7実施例を示す断面図である。なお、図15の一部は、模式的に示す。また、説明の都合上、図15中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第3実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0162】同図に示すように、このレーザ照射装置1では、シース2の先端部23に、拡張・収縮するバルーン9が設けられている。このバルーン9の少なくとも図15中下側の部分は、光透過性を有している。

【0163】バルーン9の構成材料としては、例えば、ポリオレフィン、ポリエステル、ポリアミド、ラテックス、セルロース等のレーザ光透過性に優れた材料が好ましい。これにより、バルーン9でのレーザ光の吸収によるエネルギーの損失や発熱を低減することができる。

【0164】シース2には、前記バルーン9を拡張するための作動流体を供給するインフレーションルーメン（流路）26と、前記作動流体を排出するインフレーションルーメン（流路）27とが、それぞれ、形成されている。

【0165】これらインフレーションルーメン26および27は、それぞれ、シース2の基端側に形成されている作動流体の供給部28および排出部29に開放し、かつ、シース2の先端部23において、バルーン9の中空部91に連通している。

【0166】また、インフレーションルーメン26とインフレーションルーメン27は、シース2の軸線に対して対称に配置されている。

【0167】また、シース2のワーキングルーメン21は、基端側に開放している。このワーキングルーメン21は、前記したように、光ファイバー31と、反射鏡32およびその反射鏡32を支持するガイド部材321と、ビームスプリッタ34およびそのビームスプリッタ34を支持するガイド部材341との集合体11が設置されている（図9参照）。

【0168】前記作動流体としては、バルーン9を拡張・収縮し得るものであれば特に限定されないが、冷却液が好ましい。

【0169】作動流体として冷却液を用いることにより、レーザ照射の際、その冷却液により生体組織の表層部を冷却することができ、これにより、表層部の損傷をより確実に防止することができる。

【0170】例えば、照射目的部120が前立腺の場合には、照射目的部120の温度が48～55℃程度になり、かつ、照射目的部120の図15中上側の部位および下側の部位の温度がそれぞれ44℃以下になるようにレーザ光を照射するのが好ましいが、このレーザ照射装置1では、そのようにレーザ光を照射することができる。

【0171】前記冷却液の温度は、生体組織の表層部を冷却し得る程度であれば特に限定されないが、37℃以

下が好ましく、0～25℃程度がより好ましく、0～10℃程度がさらに好ましい。

【0172】また、作動流体としては、生理食塩水が好ましい。作動流体として生理食塩水を用いることにより、何らかの原因で作動流体が体内に漏出した場合、その漏出による影響を低減することができる。

【0173】また、作動流体として冷却液を用いる場合には、冷却液を循環させるのが好ましく、レーザ照射前からレーザ照射が終了するまで冷却液を循環させるのがより好ましい。

【0174】冷却液を循環させることにより、冷却能率を向上させることができ、レーザ照射前からレーザ照射が終了するまで冷却液を循環させることにより、表層部をより一層冷却することができる。

【0175】また、排出部29には、例えば、一定の圧力を超えると開放する圧力弁を設けるのが好ましい。これにより、冷却液の流量によらず、一定の圧力でバルーン9を拡張することができる。

【0176】また、冷却液の温度や冷却液の流量をレーザ照射と連動して制御するのが好ましい。これにより、表層部の過剰冷却や過剰加熱を防止することができる。

【0177】また、バルーン9に生体組織の表面温度を検出する温度センサを設けるのが好ましい。この場合には、温度センサにより生体組織の表面温度を検出し、その情報（検出値）を冷却制御に利用することができる。これにより、効率良く、必要かつ十分に冷却することができる。

【0178】次に、このレーザ照射装置1の作用を説明する。バルーン9が収縮した状態で、レーザ照射装置1を先端部23から体腔内に挿入し、その先端部23を照射目的部120の図15中上側に位置させる。

【0179】そして、供給部28に接続されたポンプ等により、供給部28から冷却液（作動流体）を注入し、バルーン9を所定の大きさに拡張させる。

【0180】この場合、冷却液は、供給部28からインフレーションルーメン26を経て、バルーン9の中空部91内に流入し、これによりバルーン9が拡張する。

【0181】バルーン9を拡張させることにより、レーザ照射装置1の位置および向きが固定される。これにより、容易かつ確実に、照射目的部120へレーザ光を照射することができる。

【0182】また、バルーン9を拡張させて生体組織をその表面から深部に向けて所定の圧力で加圧することにより、生体組織が圧迫されて虚血状態となり、またはレーザ照射装置1から照射目的部120までのレーザ光の光路長が短縮され、これによりレーザ光がより透過し易くなる。

【0183】また、バルーン9と接触する部分およびその近傍、すなわち、生体組織の表層部が、冷却液により冷却され、これにより、表層部の損傷をより確実に防止

することができる。

【0184】冷却液を循環させる場合には、供給部28から冷却液を注入しつつ、排出部29から冷却液を排出する。

【0185】この場合、冷却液は、供給部28からインフレーションルーメン26を経て、バルーン9の中空部91内に流入する。中空部91内に流入した冷却液は、その中空部91内を少なくとも半周し（循環し）、その後、インフレーションルーメン27を経て、排出部29から排出される。

【0186】照射目的部120へのレーザー照射が終了し、レーザー照射装置1を体腔内から引き抜く際は、供給部28からの冷却液の注入を行わず、排出部29からの冷却液の排出のみを行う。

【0187】この場合、バルーン9の中空部91内の冷却液は、中空部91からインフレーションルーメン27を経て、排出部29から排出され、これによりバルーン9が収縮する。

【0188】そして、バルーン9が収縮した状態で、レーザー照射装置1全体を図15中左側に移動させて体腔内から引き抜く。

【0189】このレーザー照射装置1でも前述した第3実施例のレーザー照射装置1と同様の効果が得られる。

【0190】そして、このレーザー照射装置1では、前述したように、バルーン9により、容易かつ確実に、レーザー照射装置1の位置および向きを固定することができる。

【0191】また、このレーザー照射装置1では、バルーン9の中空部91内の冷却液により、生体組織の表層部を冷却することができる。

【0192】なお、本発明では、前述した実施例のレーザー照射装置1においても、この第7実施例のレーザー照射装置1のように、シース2にバルーン9等を設けてもよい。

【0193】次に、本発明のレーザー照射装置の第8実施例を説明する。図16は、本発明のレーザー照射装置の第8実施例を示す断面図である。なお、図16の一部は、模式的に示す。また、説明の都合上、図16中右側を「先端」、左側を「基端」とする。また、前述した第7実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0194】同図に示すレーザー照射装置1では、シース2のワーキングルーメン21に、シース7が着脱自在に挿入（設置）されている。

【0195】このシース7には、ワーキングルーメン71が形成されている。このワーキングルーメン71には、前記した集合体11、すなわち、光ファイバー31と、反射鏡32およびその反射鏡32を支持するガイド部材321と、ビームスプリッタ34およびそのビームスプリッタ34を支持するガイド部材341との集合体

11が設置されている（図9参照）。

【0196】このレーザー照射装置1でも前述した第7実施例のレーザー照射装置1と同様の効果が得られる。

【0197】そして、このレーザー照射装置1では、集合体11が設置されているシース7が、シース2のワーキングルーメン21に着脱自在に挿入されているので、生体組織に接触するシース2を交換可能（例えば、使い捨て）、またはシース7を交換可能にすることができる。特に、シース2を体腔内に挿入したままの状態ではシース7を交換することができるので、患者の負担が少ないという利点がある。

【0198】次に、本発明のレーザー照射装置の第9実施例を説明する。なお、前述した第8実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【0199】このレーザー照射装置1では、シース2の表面、または、シース2およびバルーン9の表面に、親水性高分子材料を含む表面層が設けられている。

【0200】親水性高分子材料としては、例えば、カルボキシメチルセルロース、多糖類、ポリビニルアルコール、ポリエチレンオキサイド、ポリアクリル酸ソーダ、メチルビニルエーテル無水マレイン酸共重合体、水溶性ポリアミド等が好ましく、これらのうち、特にメチルビニルエーテル無水マレイン酸共重合体が好ましい。

【0201】このレーザー照射装置1を使用する際は、例えば、生理食塩水等に、レーザー照射装置1の表面層を浸す。これにより、表面層が湿潤し、レーザー照射装置1の表面の潤滑性が生じる。

【0202】このレーザー照射装置1でも前述した第8実施例のレーザー照射装置1と同様の効果が得られる。

【0203】そして、このレーザー照射装置1では、親水性高分子材料を含む表面層を有しているため、生体組織に対するレーザー照射装置1の摩擦が減少し、これにより、患者の負担が軽減されるとともに、安全性が向上する。

【0204】例えば、レーザー照射装置1の体腔内への挿入、体腔内からの引き抜き、体腔内での移動や回転を円滑に行うことができる。

【0205】本発明のレーザー照射装置は、医療用のレーザー照射装置であり、例えば、前立腺肥大症や、各種の腫瘍（例えば、癌）等の治療に用いられる。

【0206】以上、本発明のレーザー照射装置を、図示の各実施例に基づいて説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、各部の構成は、同様の機能を有する任意の構成のものに置換することができる。

【0207】例えば、本発明では、前述した各実施例の特徴を適宜組み合わせてもよい。また、本発明では、導光部材は、レーザー光を導くことが可能なものであれば光ファイバーに限らず、その他、例えば、ロッドレンズ等であってもよい。

【0208】また、本発明では、出射部は、前述した各

実施例のものに限らず、この他、例えば、プリズム、ウェッジ板等であってもよい。

【0209】

【発明の効果】以上説明したように、本発明のレーザ照射装置によれば、複数の出射部からのレーザ光が異なる経路を経て目的位置に集中（集光）するので、照射目的部以外の部位（正常組織）の温度は、比較的低い温度に保持される。これにより、照射目的部以外の部位の損傷を防止（低減）することができ、特に、照射目的部が深部に位置する場合でも表層部の損傷を防止することができるので、患者に対する安全性が高い。

【0210】そして、複数の出射部からのレーザ光が目的位置に集中するので、目的位置およびその近傍においてレーザ光のエネルギー密度が高まり、これにより照射目的部を所望の温度に加熱することができる。

【0211】特に、本発明のレーザ照射装置では、出射方向変更手段によりレーザ光の出射方向を変更することで、目的位置を本体の軸線に対して平行な方向や垂直な方向に移動させることができるので、容易かつ確実に、照射目的部以外の部位の温度を比較的低い温度に保持しつつ、照射目的部全体を均一に所望の温度に加熱することができる。

【0212】また、出射方向変更手段により目的位置を本体の軸線に対して垂直な方向に移動させることができるので、レーザ照射装置を交換することなく、目的位置の深さを任意の深さに変えることができる。このため、操作が容易であり、また、患者の負担を軽減することができる。

【0213】また、出射方向変更手段により、本体を移動させることなく目的位置を本体の軸線に対して平行な方向に移動させることができるので、例えば、レーザ照射装置の挿入部を体腔の途中までしか挿入することができない場合でも、照射目的部にレーザ光を照射して、その照射目的部を所望の温度に加熱することができる。

【0214】また、出射方向変更手段により、レーザ光の出射方向（本体の軸線に対するレーザ光の角度）を変更することができるので、例えば、レーザ光の透過が困難な部位や、比較的低いエネルギー密度のレーザ光の照射でも合併症が生じ易い部位を避けて照射目的部にレーザ光を照射することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のレーザ照射装置の第1実施例を示す断面図である。

【図2】図1に示すレーザ照射装置の正面図である。

【図3】図1に示すレーザ照射装置を体腔内に挿入した状態を示す側面図である。

【図4】図1に示すレーザ照射装置の先端部およびその近傍を示す断面図である。

【図5】図1に示すレーザ照射装置の先端部およびその近傍を示す断面図である。

【図6】図1に示すレーザ照射装置の先端部およびその近傍を示す断面図である。

【図7】図1に示すレーザ照射装置の使用例を示す断面図である。

【図8】本発明のレーザ照射装置の第2実施例を示す断面図である。

【図9】本発明のレーザ照射装置の第3実施例を示す断面図である。

【図10】本発明のレーザ照射装置の第4実施例を示す断面図である。

【図11】図1に示すレーザ照射装置の側面図である。

【図12】本発明のレーザ照射装置の第5実施例を示す断面図である。

【図13】図12に示すレーザ照射装置から照射されたレーザ光（収束光）と、図10に示すレーザ照射装置から照射されたレーザ光（平行光）とを模式的に示す図である。

【図14】本発明のレーザ照射装置の第6実施例を示す断面図である。

【図15】本発明のレーザ照射装置の第7実施例を示す断面図である。

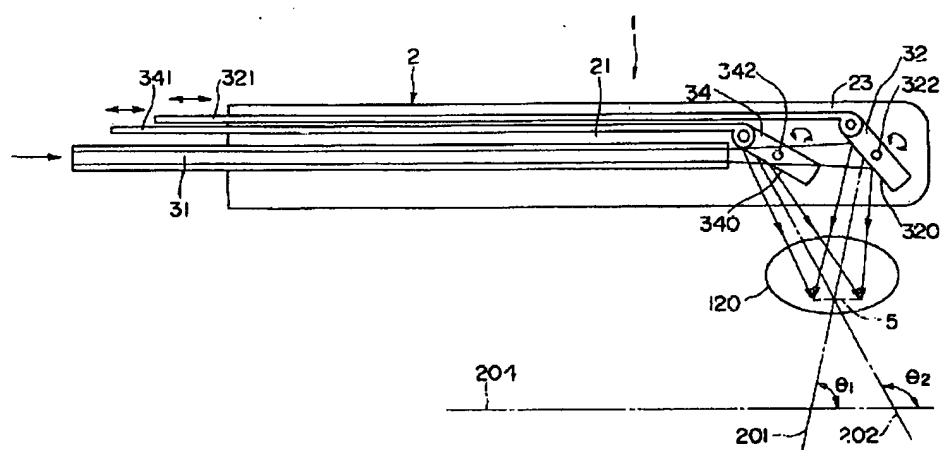
【図16】本発明のレーザ照射装置の第8実施例を示す断面図である。

【符号の説明】

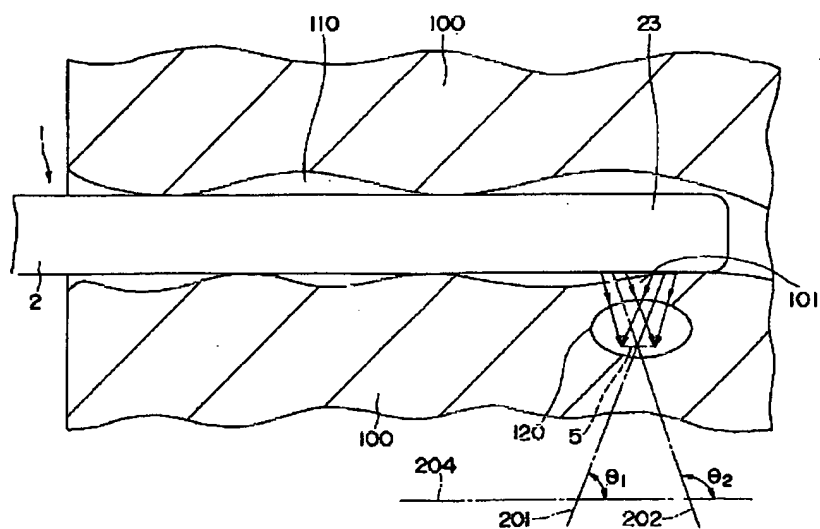
1	レーザ照射装置
2	シース
21	ワーキングルーメン
22	内視鏡用ルーメン
23	先端部
24	長孔
25	目盛り
26、27	インフレーションルーメン
28	供給部
29	排出部
31	光ファイバー
32	反射鏡
320	反射面
321	ガイド部材
322	軸
34	ビームスプリッタ
340	分割面
341	ガイド部材
342	軸
35	反射鏡
350	反射面
352	軸
36	コリメートレンズ
37、38	収束レンズ
41	光ファイバー
5	目的位置

6a、6b	レバー	100	生体組織
61	頭部	101	表層部
62	指標	110	体腔
63	軸部	120	照射目的部
7	シース	140	観察範囲
71	ワーキングルーメン	201~203	光軸
8	内視鏡	204	直線
81	先端部	301	レーザ光
9	バルーン	302	平行光
91	中空部	303	範囲
11	集合体		

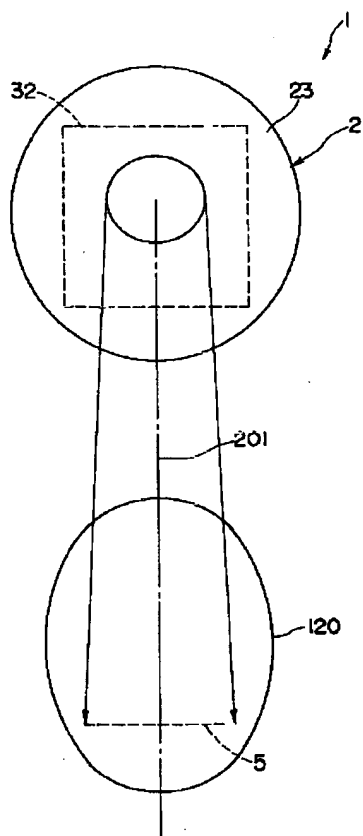
【図1】



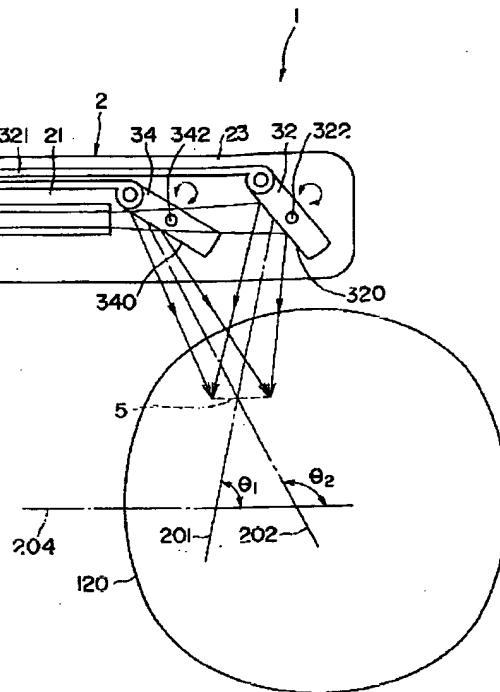
【図3】



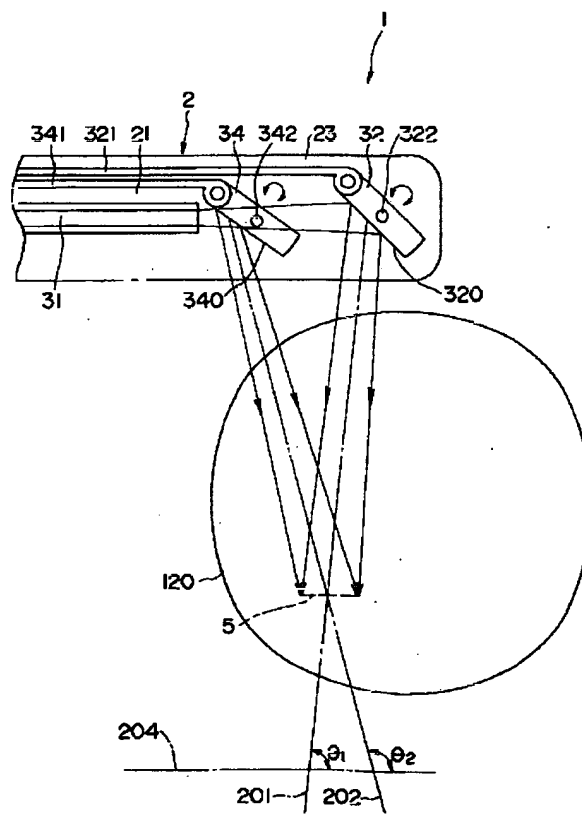
【図2】



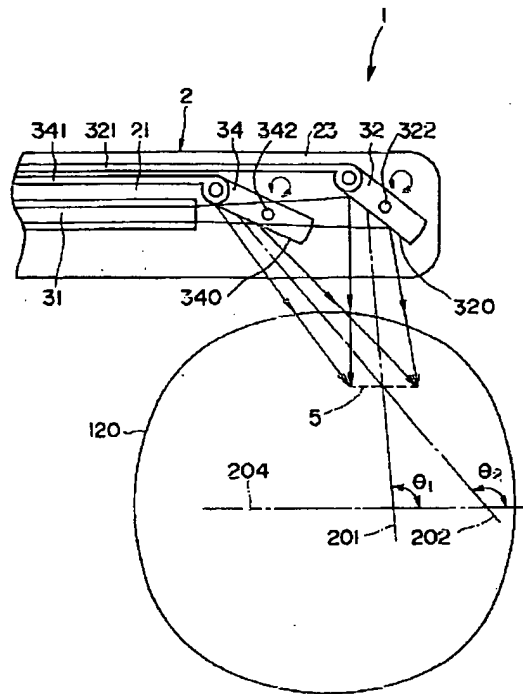
【図4】



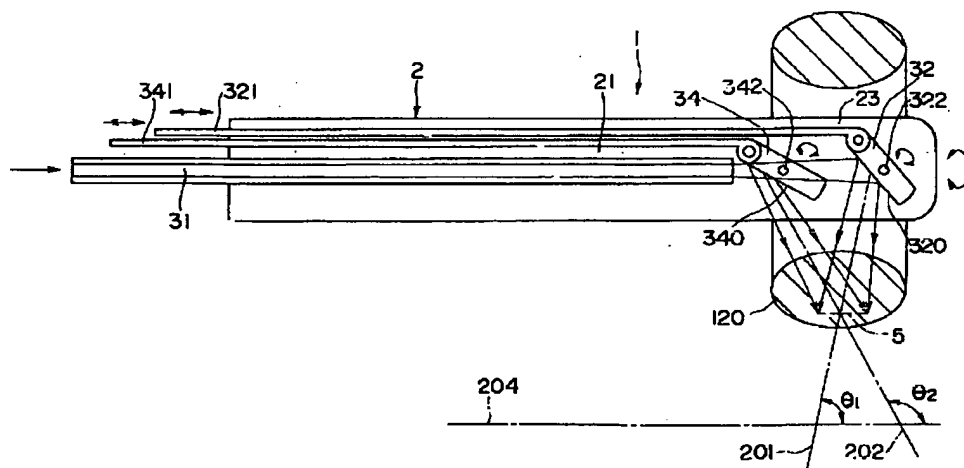
【図5】



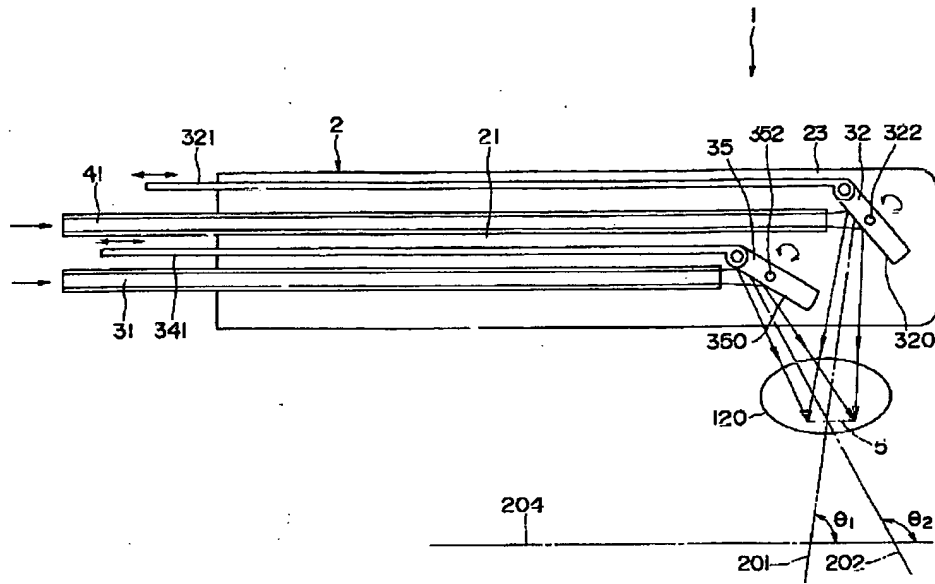
【図6】



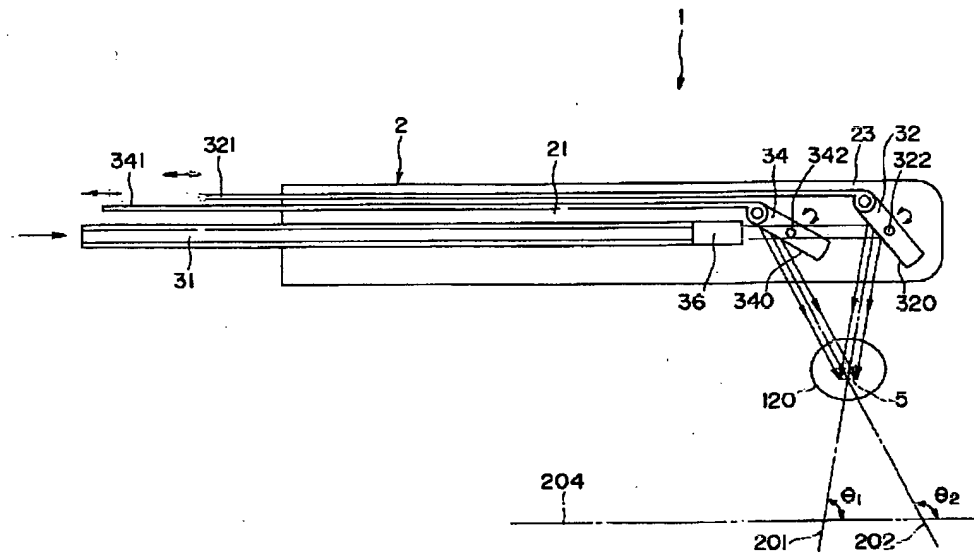
【図7】



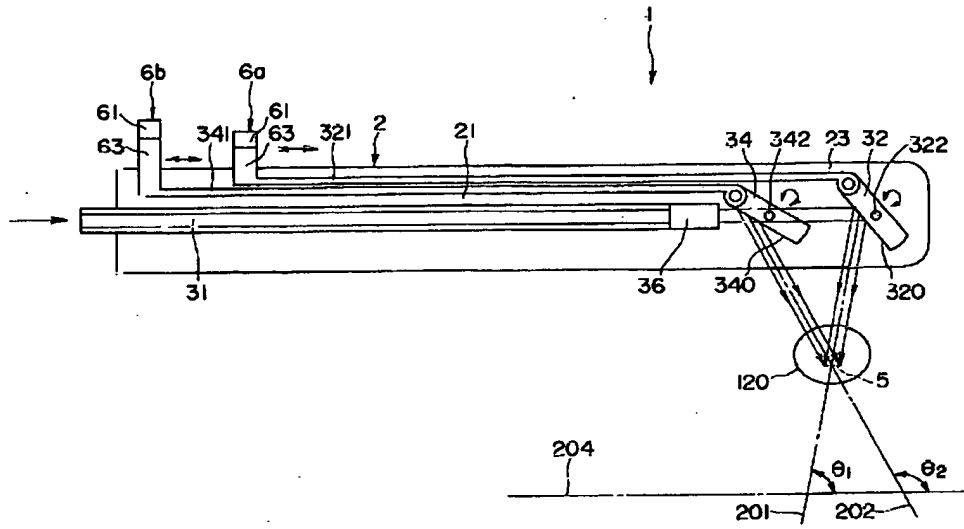
【図8】



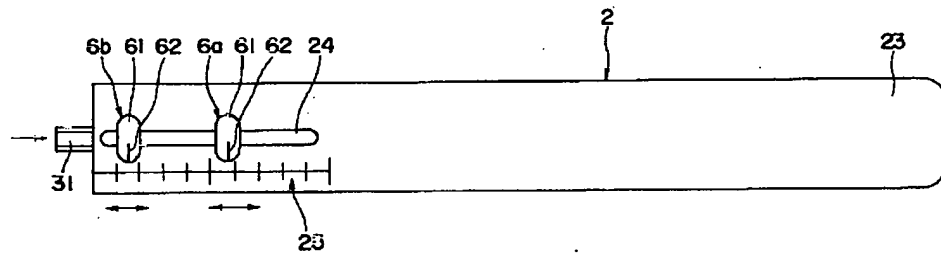
【図9】



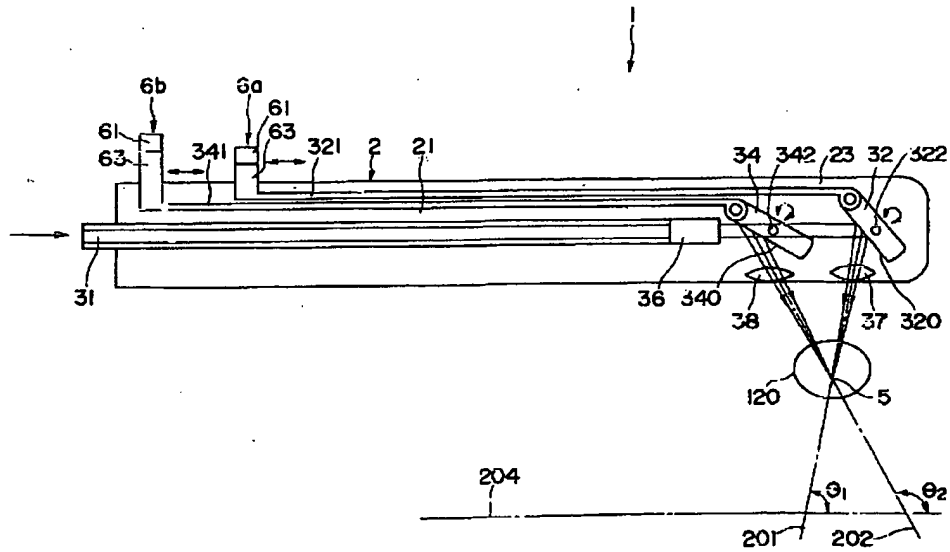
【図10】



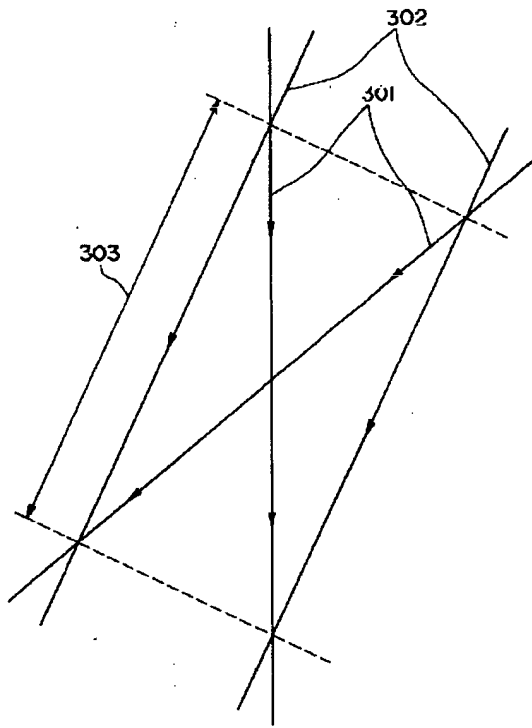
【図11】



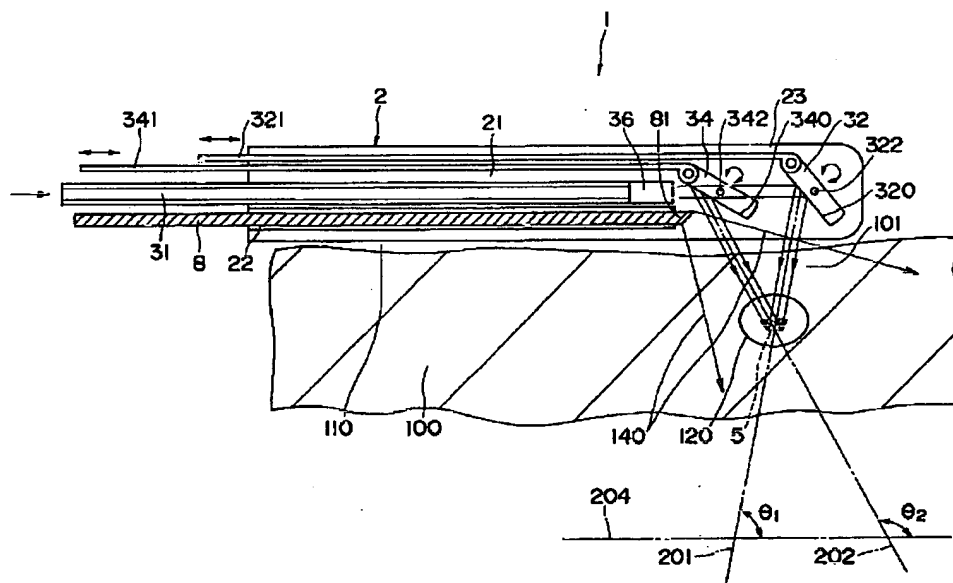
【図12】



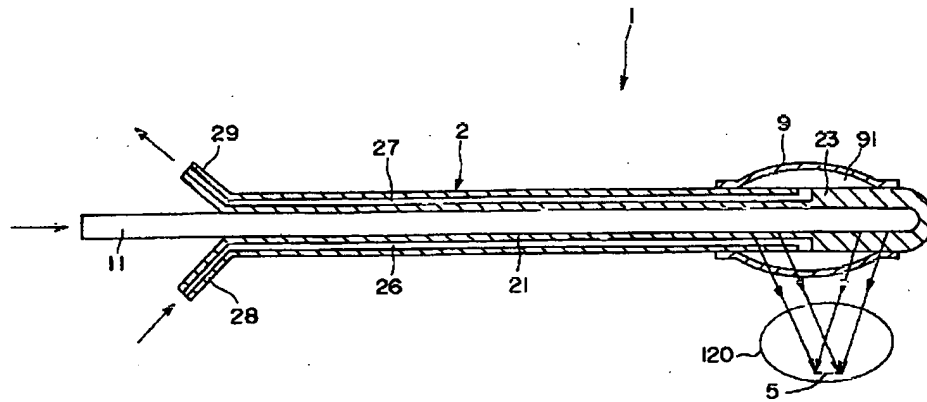
【図13】



【図14】



【図15】



【図16】

